



⑯ BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

Offenlegungsschrift

⑯ DE 199 37 492 A 1

⑮ Int. Cl. 7:
A 61 N 2/10

DE 199 37 492 A 1

⑯ Aktenzeichen: 199 37 492.9
⑯ Anmeldetag: 7. 8. 1999
⑯ Offenlegungstag: 10. 5. 2001

⑰ Anmelder:
MFH Hyperthermiesysteme GmbH, 12247 Berlin,
DE

⑯ Vertreter:
Neubauer Liebl, 85051 Ingolstadt

⑰ Erfinder:
Feucht, Peter, 10827 Berlin, DE

⑯ Entgegenhaltungen:

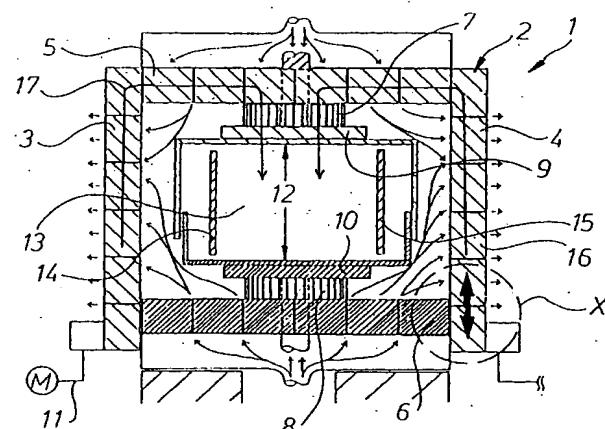
DE	44 42 690 A1
DE	34 31 314 A1
DE	33 06 391 A1
US	51 97 940 A
US	50 67 952
EP	09 13 167 A2
WO	97 43 005 A1

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑯ Magnetfeldapplikator zur Aufheizung von magnetischen oder magnetisierbaren Substanzen oder Festkörpern in biologischem Gewebe

⑯ Die Erfindung betrifft einen Magnetfeldapplikator zur Aufheizung von magnetischen oder magnetisierbaren Substanzen oder Festkörpern in biologischem Gewebe, mit einem Magnetjoch (2; 25) mit zwei gegenüberliegenden, durch einen Magnetfeldspalt (12) beabstandeten Polschuhen (7, 8) am Magnetjoch (2; 25) und mit zwei, jeweils einem Polschuh (7, 8) zugeordneten Magnetspulen (9, 10) zur Erzeugung eines Magnetwechselfeldes. Erfundungsgemäß bestehen das Magnetjoch (2; 25) und die Polschuhe (7, 8) aus zusammenmontierten Ferritbausteinen (16, 22) und die Magnetspulen (9, 10) sind Scheibensspulen, die eine oder mehrere schneckenförmig verlaufende Windungen aufweisen und die jeweils die gegenüberliegenden Polschuhen mit einem dazwischenliegenden umlaufenden Magnetspule/Polschuh-Spalt (a) umfassen. Damit wird ein Magnetfeldapplikator (1) mit guter Funktion für die Durchführung von Hyperthermien als auch für Thermoablationsverfahren und anderer medizinischer Anwendungen geschaffen.



DE 199 37 492 A 1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Magnetfeldapplikator zur Aufheizung von magnetischen oder magnetisierbaren Substanzen oder Festkörpern in biologischem Gewebe nach dem Oberbegriff des Anspruchs 1.

Krebskrankungen werden in allgemein bekannter Weise durch eine chirurgische Entfernung, eine Chemotherapie, eine Bestrahlungstherapie oder eine Kombination dieser Methoden behandelt. Jede dieser Methoden unterliegt gewissen Beschränkungen: Eine operative Entfernung des Tumors ist besonders bei fortgeschrittenen Stadien, nach Metastasierung, bei Lage des Tumors in Nachbarschaft zu kritischen Körperarealen oder diffusem Tumorwachstum mit ungenauer Lokalisation nicht möglich oder bietet nur geringe Heilungschancen. Deshalb wird die chirurgische Intervention im allgemeinen kombiniert mit Strahlentherapie und Chemotherapie. Erstere kann nur so genau sein, wie die Lokalisation des Tumors durch bildgebende Verfahren unter weitestgehender Aussparung bzw. Schonung des gesunden Gewebes. Chemotherapeutische Mittel wirken dagegen systemisch, d. h. auf den ganzen Körper. Hier ist in der Regel die Knochenmarkstoxizität bzw. die Unspezifität der Therapie limitierend. Unerwünschte Nebenwirkungen sind deshalb bei allen diesen Therapieverfahren nach dem Stand der Technik unvermeidlich und schädigen in der Regel auch gesundes Gewebe.

Als weitere Modalität hat in den letzten Jahren zunehmend die Hyperthermie an Bedeutung gewonnen, bei der das Tumorgewebe auf Temperaturen über 41°C aufgeheizt wird und so in Kombination mit Chirurgie, Strahlentherapie und Chemotherapie der Behandlungserfolg, d. h. lokale Kontrolle, z. T. sogar Überleben, verbessert werden kann. Im Temperaturbereich zwischen 41 und 46°C kommt es vom Körper unterstützt zu einem kontrollierten und eher langsamem Abbau des Tumorgewebes. Dieser Prozeß wird Hyperthermie genannt, während bei höheren Temperaturen ab 47°C eine akute Zellzerstörung je nach Temperatur als Nekrose, Koagulation oder Karbonisation stattfindet und deshalb als Thermoablation bezeichnet wird. Hyperthermiesysteme nach dem Stand der Technik sind entweder nur zur vorstehend genannten Hyperthermie oder nur zur Thermoablation geeignet.

Ein Problem bei der Hyperthermie allgemein besteht darin, daß in der Regel keine genau lokalisierbare und vor allem homogene Erwärmung einer Zielregion des Körpers nach Stand der Technik möglich ist. Unter bestimmten physiologischen Bedingungen (z. B. Sauerstoffuntersorgung, niedriger pH) im Tumor sind zwar Krebszellen empfindlicher gegenüber Hyperthermie, jedoch trifft dies nur in wenigen Fällen zu. Hyperthermie per se ist nicht wirksamer auf Tumorzellen im Vergleich zu Normalgewebe. Deshalb ist die Begrenzung der Erwärmung auf die ärztlich indizierte Region (die nicht unbedingt nur auf die Geschwulst beschränkt sein muß) von besonderer Bedeutung und nach dem Stand der Technik nicht realisiert.

Nach dem Stand der Technik werden E-Feld dominante Systeme verwendet, die elektromagnetische Wellen in der Regel im Megahertz-Bereich von Dipol-Antennen oder anderen Antennen-Bauformen oder Antennen-Arrays abstrahlen, die zur regionalen oder lokalen Hyperthermie verwendet werden. Dabei nutzt man entweder das elektrische Feld einzelner E-Feld Applikatoren für die sogenannte interstitielle Hyperthermie oder die Interferenz von Antennen-Arrays für die Tiefenhyperthermie. Gemeinsame Schwierigkeit aller dieser E-Feld dominanten Systeme ist, daß die Leistungsabsorption nur durch die aufwendige Steuerung des E-Feldes erzielt werden kann und daß die Erwärmung ab-

hängig ist von der elektrischen Leitfähigkeit der jeweiligen Zielgewebe, die naturgemäß sehr heterogen ist, wodurch sich eine ungleichmäßige Erwärmung auch bei homogener Abstrahlung des E-Feldes ergibt. Besonders an den Über-

- 5 gangstellen von Körperregionen sehr unterschiedlicher elektrischer Leitfähigkeit kommt es deshalb zu Leistungsüberhöhungen, den sogenannten "hot spots", die zu Schmerzen und Verbrennungen des Patienten führen können. Die Folge ist eine meist vom Patienten erzwungene Reduktion
- 10 der insgesamt abgegebenen Leistung, so daß dadurch auch in der Zielregion nicht die erforderliche Temperatur zur irreversiblen Schädigung des Tumorgewebes (41-42°C) erreicht wird und deshalb der Therapieerfolg ausbleibt. Durch die Interferenz von Dipol-Arrays ist außerdem nur die Erzeugung eines zweiten E-Feld Maximums in tiefergelegenen Körperarealen möglich. Die größte Leistungsabsorption findet aus physikalischen Gründen immer an der Oberfläche des Körpers, d. h. bei maximalem Radius statt. Hinzukommt, daß sich unter Hyperthermie häufig die Durchblutung
- 15 sowohl des Tumor- als auch des Normalgewebes verändert und diese Veränderung mittels E-Feld dominanter Systeme von außen aufgrund der eher geringen Steuerungsmöglichkeiten des Feldes nicht kompensiert werden kann.

Weitere Verfahren nach dem Stand der Technik sind Ultraschall vorzugsweise zur Thermoablation und interstitielle Mikrowellenapplikatoren. Letztere haben aufgrund der Frequenz eine geringe Eindringtiefe und können deshalb nur in Form von interstitiellen Antennen eingesetzt werden. Darüberhinaus wird Infrarot für die Ganzkörperhyperthermie eingesetzt, sowie extrakorporale Systeme zur Aufheizung von Körperflüssigkeiten.

Weiter ist ein Hyperthermieverfahren zur Therapie von Prostatakrebs bekannt (US 5 197 940), bei dem im Tumorbereich "Thermoseeds" eingebracht sind, die aus magnetischem, insbesondere ferromagnetischem oder aus magnetisierbarem Material bestehen oder ein solches enthalten. Diese Thermoseeds haben eine typische Größe von mehreren Zentimetern Länge und einen Durchmesser im Millimeterbereich. Ersichtlich ist es erforderlich, solche Thermoseeds in aufwendiger Weise chirurgisch zu implantieren. Diese Thermoseeds werden bei einer Behandlung mit einem außerhalb eines Patienten erzeugten Magnetwechselsefeld beaufschlagt, wobei durch an sich bekannte Hystereseeffekte Wärme in den Thermoseeds als Hyperthermie entsteht.

- 45 Die Erwärmung solcher Seeds geschieht allerdings nach dem Prinzip der "heißen Quellen", d. h. während sich die Seeds aufheizen, fällt die Temperaturen in der Umgebung des Seeds exponentiell ab, so daß in der klinischen Anwendung der Abstand zwischen den Seeds nicht größer als 1 cm sein darf. Bei größeren oder ungleichmäßigen Abständen entsteht eine thermische Unterdosierung, die ebenfalls den Therapieerfolg verhindern kann. Gerade bei größeren Tumoren entsteht so die Notwendigkeit einer sehr engen Implantation der Seeds, wodurch die Methode chirurgisch aufwendig und für den Patienten belastend ist. Abgesehen vom geringen Abstand müssen die Seeds auch für optimale Leistungsaufnahme parallel zum magnetischen Wechselsefeld ausgerichtet sein. Eine Überhitzung wird durch die Curie-Temperatur bei sogenannten selbstregulierenden Thermoseeds verhindert, bei denen nach Erreichen der Curie-Temperatur das Ferrit in einen nicht-magnetisierbaren Zustand übergeht und dann keine weitere Leistungsaufnahme mehr erfolgt.
- 50
- 55
- 60

Als Magnetfeldapplikator für das Magnetwechselsefeld ist hier eine Magnetspule eines Schwingkreises verwendet, in deren Achsbereich die Körperregion eines Patienten mit den implantierten Thermoseeds einbringbar ist.

Konkret sind hier Luftspulen verwendet, in deren mittle-

ren Bereichen ein Patient bei einer Behandlung auf einer nicht magnetisierbaren Abstützplatte sitzt.

Nachteil an der interstitiellen Hyperthermie mit Thermoseeds ist der hohe chirurgische Aufwand und die hohe Invasivität der Methode, das Risiko einer nicht exakten Ausrichtung oder Positionsänderung der Seeds und dem damit verbundenen Risiko thermischer Unterdosierung sowie eine Begrenzung der Methode auf Tumore kleinerer Ausdehnung.

Bei einem weiteren bekannten Hyperthermieverfahren (WO 97/43005) zur Tumortherapie werden magnetisierbare Mikrokapseln vorgeschlagen, die durch den Blutstrom in den Tumorbereich gelangen. Damit sollen unter anderem chirurgische Implantationen von magnetisierbaren Elementen vermieden werden, da bei Implantationen neben den Be schwernissen für einen Patienten auch die Gefahr besteht, daß bei einem Schnitt in den Tumor entartete Tumorzellen in gesundes Gewebe streuen. Zur Befeldung wird ein lineares Magnetwechselfeld verwendet mit einer Frequenz im Bereich zwischen 10 kHz bis 500 kHz. Die Mikrokapseln sollen in Verbindung mit einem hochmagnetisierbaren Material verwendet werden, so daß die für die Befeldung erforderliche Stärke des Magnetwechselfeldes hinsichtlich des apparativen Aufbaus der erforderlichen Kühlsysteme sowie der elektrischen Energieversorgung beherrschbar werden. Ein konkreter apparativer Aufbau ist jedoch nicht angegeben.

In einem weitgehend ähnlichen bekannten Hyperthermieverfahren (EP 0 913 167 A2) werden zur Befeldung rotierende Magnetfelder mit einer Frequenz im Bereich größer 10 kHz verwendet. Zur Erzeugung des hier verwendeten rotierenden Magnetwechselfeldes ist lediglich skizzenhaft und schematisch ein gattungsgemäßer Magnetfeldapplikator angegeben. Der Magnetfeldapplikator umfaßt ein Magnetjoch mit jeweils zwei gegenüberliegenden, durch einen Befeldungsspalt beabstandeten Polschuhen und zwei jeweils diesen Polschuhen zugeordneten Magnetspulen. Konkret ist ein rechteckiges Magnetjoch gezeigt, bei dem ausgehend von der Mitte jedes Jochschenkels ein Polschuh auf die Mitte des Rechtecks zugerichtet ist, wodurch dort ein Befeldungsraum gebildet wird. An den Polschuhen sind Zylinderspulen angebracht, die jeweils gegenüberliegend miteinander und mit einer zugeordneten Kondensatoranordnung zu einem Schwingkreis verbunden sind.

Diese schematische Darstellung eines Magnetfeldapplikators zur Durchführung des vorstehenden Hyperthermieverfahrens führt noch zu keiner, über ein Experimentierstadien hinausgehenden konstruktiven Serienlösung, wie sie hinsichtlich günstiger Herstellungs- und Betriebskosten, eines geringen Einbauraums mit geringer Streufeldbelastung und eines optimalen therapeutischen Effekts zur Verwendung im Krankenhausbetrieb erforderlich ist.

Aufgabe der Erfundene ist es daher, einen Magnetfeldapplikator zur Aufheizung von magnetischen oder magnetisierbaren Substanzen oder Festkörpern in biologischem Gewebe zu schaffen, der die vorstehenden Forderungen hinsichtlich einer Serienlösung für den Krankenhausbetrieb oder eines anderweitigen, ggf. industriellen Einsatzes erfüllt.

Diese Aufgabe wird mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst.

Gemäß Anspruch 1 bestehen das Magnetjoch und die Polschuhe aus zusammengesetzten und zusammenmontierten Ferritbausteinen. Die Magnetspulen sind Scheibenspulen mit wenigstens einer schneckenförmig verlaufenden Windung, die jeweils einem Polschuh zugeordnet sind und das jeweilige Polschuhende mit einem dazwischenliegenden, umlaufenden Magnetspule/Polschuh-Spalt umfassen.

Für die Hyperthermie, insbesondere mit magnetischen Flüssigkeiten, werden Wechselfeldstärken von ca. 15 bis 20 kA/m bei ca. 50 bis 100 kHz benötigt. Bei einem Befeldungsvolumen von 8 bis 30 l sind dabei von einer Hyperthermieanlage Wirkleistungen von ca. 18 kW bis 80 kW aufzubringen. Diese Energie muß als Hochfrequenz erzeugt werden und dann als Wärme wieder abgeführt werden, da für die Hyperthermie im Körper eines Patienten nur einige Watt in der magnetischen Flüssigkeit entstehen.

- 10 10 Mit der im Patentanspruch 1 beanspruchten Anordnung ist es möglich, das befeldete Volumen sowie Streufelder vorteilhaft klein zu halten und weitgehend auf einen zu therapiierenden Bereich im Körper eines Patienten zu begrenzen, so daß der erforderliche Energieaufwand und Aufwand für den Wärmetransport reduzierbar ist. Dazu tragen insbesondere ein Magnetjoch und Polschuhe aus Ferritbausteinen sowie die Scheibenspule mit wenigstens einer schneckenförmigen Windung bei. Durch die spezielle Ausgestaltung der Magnetspulen in Verbindung mit dem umlaufenden Magnetspule/Polschuh-Spalt werden unerwünschte Überhöhungen der Flußdichten in Verbindung mit großen Verlusten wesentlich reduziert. Im Vergleich mit der vorgeschlagenen Anordnung treten beispielsweise bei der im Stand der Technik angegebenen Anordnung mit Zylinderspulen um die Polschuhe in deren letzter Windung zum Befeldungsspalt durch induktive Erwärmung hohe Temperaturen mit erheblichen Problemen bei einer Wärmeabfuhr auf. Die erfundungsgemäße, scheibenförmige Spulenausführung in Verbindung mit dem Magnetspule/Polschuh-Spalt führt dagegen zu wesentlichen geringeren Flußdichten auf der umlaufenden Kante der jeweils zugeordneten Polschuhe.
- 15 15 20 20 25 25 30 30

Die Verwendung von Ferritbausteinen ermöglicht in Verbindung mit der hohen Wechselfrequenz von ca. 50 bis 100 kHz eine vorteilhafte Begrenzung des Befeldungsvolumens, wobei im Ferritvolumen etwa nur 1/2000 der Energie bewegt wird, die ein äquivalentes Luftvolumen hätte. Diesem erheblichen Vorteil steht gegenüber, daß die Ferritbausteine jedoch verlustbehaftet sind, wobei z. B. eine Verdopplung der Flußdichte im Arbeitsbereich bereits 5 bis 6-fache Verluste bringen kann. Es werden daher nachstehend geeignete Maßnahmen angegeben, um die Flußdichten klein zu halten und insbesondere unerwünschte Flußdichteerhöhungen zu vermeiden oder wenigstens stark zu reduzieren.

Ferrite sind keramikartige Bausteine, die sich nicht in beliebigen Gestalten mit vertretbarem Aufwand herstellen lassen, insbesondere nicht in der Gesamtgestalt des hier verwendeten Magnetjochs. Daher wird erfundungsgemäß vorgeschlagen, das Magnetjoch aus Ferritbausteinen zusammenzusetzen, wobei an den Übergangsstellen Störungen eines möglichst gleichmäßigen Flußverlaufes auftreten können. Vorteilhafte Lösungen zur Beherrschung dieser Probleme sind weiter unten angegeben.

Der erfundungsgemäße Magnetfeldapplikator ist gleichermaßen geeignet sowohl für die Durchführung von Hyperthermien als auch für Thermoablationsverfahren. Darüberhinaus ist der erfundungsgemäße Magnetfeldapplikator geeignet zur Erwärmung auch anderer Substanzen oder Festkörper für medizinische Anwendungen außerhalb der Krebstherapie. Unter letzteren werden alle erwärmungsbedingten medizinischen Anwendungen verstanden, wie z. B. wärmeinduzierte Implantat- bzw. Stentregeneration, Implantat- bzw. Stent-oberflächenaktivierung, Aufheizung von nicht durch Krebs erkrankten bzw. entzündlichen Körperregionen zu Therapiezwecken, die erleichterte Kontrastmittelverteilung oder -verbesserung mittels Magnetwechselfeldanregung superparamagnetischer Kontrastmittel, das Einschalten molekulärbiologischer, zellbiologischer und entwicklungsphysiologischer Vorgänge mittels Anregung Ma-

gnetcarriergestützter Gentransfersysteme, Liganden, Rezeptoren, Transmittern, sonstigen Signalmolekülen sowie die Auslösung von Stoffwechselvorgängen und endokrinen Prozessen.

In einer konkreten Ausführungsform nach Anspruch 2 sollen die Magnetspulen eine oder mehrere Windungen aufweisen, die schneckenförmig verlaufen und aus verselten Kupfer-Litzendrähten hergestellt sein, um Wirbelstromverluste möglichst klein zu halten.

In einer besonders vorteilhaften Ausbildung werden nach Anspruch 3 die Polschuhe zylindrisch bzw. in einer Draufsicht kreisrund ausgeführt, wobei sie mit gegeneinanderwesenden, parallel ausgerichteten Polschuhkreisflächen im Abstand des Befeldungsspalts gegenüberliegen. Entsprechend sind dann die Magnetspulen kreisringförmig ausgebildet. Dies führt zu einer Vergleichsmäßigung des Magnetflusses mit einer Reduzierung von Erwärmungen, die ansonsten an räumlichen Ecken und Kanten erhöht auftreten würden.

Energetisch und flußtechnisch besonders günstige Verhältnisse ergeben sich nach Anspruch 4, wenn die scheibenförmige Magnetspule möglichst nahe am Befeldungsspalt angeordnet ist, insbesondere in einer flächenbündigen Anordnung bezüglich der jeweils zugeordneten Polschuhendfläche. Eine weitere Optimierung wird erreicht, wenn dabei der Magnetspule/Polschuh-Spalt in einer Größe von etwa 1/10 des Polschuhdurchmessers (0,07 bis 0,1-fach) liegt und die unlaufende Kante der jeweiligen Polschuhendfläche abgerundet ist. Damit werden schädliche Flußdichteüberhöhungen stark reduziert.

Gemäß Anspruch 5 soll der Polschuhdurchmesser größer als der Befeldungsspaltweite sein. Dadurch werden Streufelder außerhalb der Polschuhe bzw. des Befeldungsvolumens reduziert, wodurch die Flußdichte in den Ferritbausteinen und damit die Verluste im Ferritmateriale relativ klein gehalten werden können. Bei Polschuhen mit relativ kleinem Querschnitt würden diese Verluste in den Ferritbausteinen überproportional steigen.

Gemäß Anspruch 6 ist das Magnetijsch aus quaderförmigen Ferritbausteinen zusammengesetzt, deren Flächen zur Schaffung gleichmäßiger Übergänge plan-parallel geschliffen sind, wobei ggf. äußere Sinterschichten entfernt sind. Entsprechend sind die runden Polschuhe aus keilförmigen Ferritbausteinen wie aus Tortenstücken zusammengesetzt, wobei auch hier benachbarte Flächen plan-parallel geschliffen sind.

Zur Senkung der Wirbelstromverluste wird mit Anspruch 7 vorgeschlagen, die quaderförmigen Ferritbausteine aus aneinandergereihten Ferritplatten herzustellen und jeweils durch Isolations/Kühlungs-Spalte beabstandet zu halten. Im montierten Zustand sind diese Ferritplatten längs des Magnetflusses ausgerichtet. Zur Herstellung einstückiger Ferritbausteine aus den Ferritplatten werden diese nach Anspruch 8 mittels Separatoren aus Kunststoff auf Abstand gehalten und miteinander über die Separatoren verklebt.

Ähnlich werden nach Anspruch 9 die keilförmigen Ferritbausteine zur Bildung der Polschuhe hergestellt, wobei eine rohrförmige mittlere Aussparung offen gelassen wird, durch die Kühlluft einleitbar ist. Zur Verklebung der Ferritplatten wird vorzugsweise ein temperaturbeständiger, Zwei-Komponenten-Klebstoff verwendet.

Die Spalte zwischen den Ferritplatten dienen sowohl der elektrischen Isolation als auch der Kühlung, indem durch die Spalte Kühlluft geblasen wird. Die Kühlung ist erforderlich, da trotz geringer Leitfähigkeit der Ferrite relativ große Wirbelströme entstehen und die dadurch erzeugte Wärme abgeführt werden muß. Eine Flüssigkeitskühlung wäre zwar effektiver, ist aber wegen der Isolationsforderungen nicht realisierbar. Eine Ölkuhlung ist wegen der Brennbarkeit von

Ölen mit Gefahren verbunden und vergleichbare nichtbrennbare Flüssigkeiten enthalten regelmäßig Giftstoffe. Allgemein wäre bei einer Flüssigkeitskühlung das Dichtproblem insbesondere bei einem beweglichen Jochteil in Verbindung mit den übrigen technischen Schwierigkeiten nur mit hohem Aufwand lösbar.

In einer bevorzugten Ausführungsform nach Anspruch 10 besteht das Magnetijsch aus wenigstens einem Vertikaljochteil und zwei daran angeschlossenen Querjochteilen, wobei an den Querjochteilen die gegeneinandergerichteten Polschuhe angeschlossen sind. Wenigstens ein Querjochteil ist relativ gegenüber dem anderen Querjochteil zur Veränderung der Befeldungsspaltweite verstellbar. Wie bereits ausgeführt, soll für insgesamt günstige Verhältnisse das befeldete Volumen so klein wie irgend möglich gehalten werden. Dies kann bei der verlagerbaren Querjochteilausführung dadurch erzielt werden, daß zur bequemen Einbringung, z. B. eines Patienten, in den Befeldungsspalt der Polschuhabstand durch Verlagerung wenigstens eines Querjochteils vergrößert und anschließend für die Befeldung wieder so weit wie möglich verkleinert wird.

Einerseits wird, wie weiter oben angegeben, der Magnetfluß an Übergangsstellen dadurch gesteuert, daß einerseits herstellungsbedingte, magnetisch inaktive Sinterschichten von etwa 0,1 bis 0,2 mm entfernt werden und zudem magnetisch leitende Fläche plan-parallel geschliffen werden. Wegen der hohen Ferrit-Permabilities wirken sich kleinste Unebenheiten aus, so daß eine Flußsteuerung mit Zwangsluftspalten gemäß Anspruch 11 zweckmäßig ist. Insbesondere ist dies mit Zwangsluftspalten von 2 bis 3 mm an den Übergangsstellen zwischen den beweglichen Querjochteilen und angrenzenden Vertikaljochteilen und/oder an Übergangsstellen zwischen Querjochteilen und den Polschuhen vorteilhaft. Im Bereich solcher relativ breiter Zwangsluftspalten kann je nach den Gegebenheiten eine Sinterschicht zur Reduzierung der Herstellungskosten in einem Ferritbaustein verbleiben.

Grundsätzlich kann nach Anspruch 12 das Magnetijsch als C-Bogen ausgeführt sein, bei dem der Bereich der C-Öffnung den durch die Polschuhe gebildeten Befeldungsspalt darstellt. Vorteilhaft ist hier die gute Zugänglichkeit der Polschuhe und der Magnetspulen und damit des gesamten Befeldungsspalts. Allerdings treten bei einem C-Bogen relativ große Streufelder auf und für den Magnetrückschluß unterschiedlich lange Flußwege sowie Umleitungsprobleme an den Ecken.

Eine besonders bevorzugte Ausführungsform nach Anspruch 13 weist dagegen ein Magnetijsch in einer M-Form als Drei-Schenkel-Anordnung auf mit zwei beabstandeten, parallelen Vertikaljochteilen gleicher Geometrie und mit zwei dazwischen angeschlossenen Querjochteilen, an denen im mittleren Bereich die aufeinander zugerichteten Polschuhe mit den Magnetspulen angeordnet sind. Ein Querjochteil mit zugeordneter Magnetspule ist als Baueinheit relativ zum anderen Querjochteil zur Einstellung der Befeldungsspaltweite verstellbar ausgeführt. Vorteilhaft wird hier der magnetische Rückschluß zu beiden Seiten auf zwei gleich lange Wege aufgeteilt, die die gleiche Geometrie haben. Die Mechanik für die Relativstellung wenigstens eines Querjochteils ist gegenüber einem C-Magnetijsch einfacher ausführbar, da die Vertikaljochteile als beidseitige Abstützungen nützbar sind.

Dazu wird nach Anspruch 14 eine Baueinheit aus einem unteren Querjochteil und dem zugeordneten Polschuh mit Magnetspule ortsfest angebracht. Auf diesem ortsfesten Polschuh kann dann beispielsweise ein Patientenschlitten mit Patientenlager und Schlittenpositionsanzeige aus Kunststoffmaterial angebracht werden, wobei dann der Patient bei

einer Einstellung der Befeldungsspaltweite nicht mehr bewegt werden muß. Gegenüber dieser ortsfesten Baueinheit ist dann ein Portal aus den beiden Vertikaljochteilen aus dem oberen Querjochteil mit dem zugeordneten Polschuh mit Magnetspule mittels einer Vertikalverstelleinrichtung zur Einstellung der Befeldungsspaltweite verstellbar.

Eine Vertikalverstelleinrichtung kann nach Anspruch 15 als einfacher Linearantrieb ausgeführt werden, der vorzugsweise jeweils an einem Vertikaljochteil angreift. Beispielsweise kann ein selbsthemmender Spindeltrieb eingesetzt werden, wodurch die Gesamtanordnung sehr sicher ausführbar ist ohne die Gefahr, daß schwere Magnetjochbauteile durch Fehler in der Verstelleinrichtung zu einer Gefährdung eines Patienten führen.

In einer vorteilhaften Weiterbildung nach Anspruch 16 kann das Magnetjoch in einer Tragkonstruktion gehalten sein, in der zudem Kühlluft zuführbar und leitbar ist, welche dann die Kühlluftspalte der Ferritbausteine zur Wärmeabfuhr durchströmt.

Je nach den Gegebenheiten und den speziellen Erfordernissen kann nach Anspruch 17 der Befeldungsspalt und damit das Befeldungsvolumen seitlich durch Feldbegrenzungsspulen und/oder durch Schottwände begrenzt sein.

Grundsätzlich kann der erfundengenäße Magnetfeldapplikator für eine genau lokalisierte und berührungsfreie Hyperthermie an allen möglichen zu befeldenden Geweben, Körpern, Gegenständen und Massen unter Verwendung eingebrachter magnetischer und/oder magnetisierbarer Substanzen zu geeigneten Zwecken verwendet werden. Eine bevorzugte Anwendung des Magnetfeldapplikators liegt nach Anspruch 18 jedoch im medizinischen Bereich, insbesondere in der Krebstherapie, wobei vorzugsweise als Substanz eine magnetisierbare Flüssigkeit mit magnetisierbaren Nanoteilchen verwendet ist. Ein Tumorbereich soll damit auf Temperaturwerte über ca. 41°C lokal erhitzbar sein.

Nach Anspruch 19 werden dazu Magnetwechselfelder mit Magnetfeldstärken von ca. 10 bis 15 kA/m und Frequenzen von ca. 50 bis 100 kHz eingesetzt. In Verbindung mit dem vorstehend beanspruchten Magnetfeldapplikator werden dann die erforderlichen Temperaturen für eine Therapie erreicht. Für eine Thermoseed-Anwendung des Magnetfeldapplikators reichen bereits 1 bis 2 kA/m aus. Je nach den vorliegenden Gegebenheiten können auch Frequenzen in einem weiteren Frequenzbereich von 20 bis 500 kHz geeignet sein.

Anhand einer Zeichnung wird die Erfindung näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 eine schematische Schnittansicht durch einen Magnetfeldapplikator,

Fig. 2 eine schematische Draufsicht auf den Magnetfeldapplikator der Fig. 1,

Fig. 3 eine schematische Seitenansicht des Magnetfeldapplikators der Fig. 1,

Fig. 4 eine Draufsicht auf einen Polschuh mit keilförmigen Ferritbausteinen,

Fig. 5 eine Seitenansicht des Polschuh der Fig. 4,

Fig. 6 eine schematische, perspektivische und vergrößerte Darstellung des Aufbaus quaderförmiger Ferritbausteine,

Fig. 7 eine schematische und vergrößerte Darstellung eines Übergangsbereiches zwischen einem Vertikaljochteil und einem Querjochteil,

Fig. 8 eine schematische Seitenansicht einer flächenbündig mit einer Polschuhendfläche angeordneten Magnetspule, und

Fig. 9 eine schematische Ansicht eines alternativen Magnetfeldapplikators in der Form eines C-Bogens.

In der Fig. 1 ist schematisch ein Magnetfeldapplikator 1

für die Hyperthermie dargestellt, in den ein zu befeldender Körper, in den eine magnetische oder magnetisierbare Substanz oder Festkörper einbringbar ist, bestrahlbar ist. Als zu befeldender Körper eignet sich insbesondere ein Tumorbereich in einem menschlichen Körper, in dem eine Flüssigkeit mit z. B. magnetischen Nanoteilchen eingebracht ist, wobei der Tumorbereich auf Temperaturwerte vorzugsweise von über ca. 41°C erhitzbar ist.

Der Magnetfeldapplikator 1 umfaßt ein Magnetjoch 2, das in einer M-Form als Drei-Schenkel-Anordnung ausgebildet ist und zwei beabstandete, parallele Vertikaljochteile 3, 4 sowie zwei dazwischen angeschlossene Querjochteile 5, 6 aufweist.

Eine Baueinheit aus unterem Querjochteil 6 und diesem zugeordneten unteren Polschuh 8 mit unterer Magnetspule 10 ist ortsfest angebracht. Demgegenüber kann ein Portal aus den beiden Vertikaljochteilen 3, 4, dem angeschlossenen oberen Querjochteil 5 sowie diesem zugeordneten oberen Polschuh 7 mit oberer Magnetspule 9 mittels eines hier lediglich schematisch dargestellten, selbsthemmenden Spindelantriebs 11 zur Einstellung der Befeldungsspaltweite des Befeldungsspaltes 12 verstellt werden.

Der Fig. 1 kann weiter entnommen werden, daß der Befeldungsspalt 12 durch Schottwände 14, 15 begrenzt ist, die einen Einschubraum 13 umgrenzen. Die Schottwände 14, 15 können dabei gegeneinander vertikal verstellbar sein.

Wie dies insbesondere auch aus der Fig. 8 ersichtlich ist, sind die obere Magnetspule 9 und die untere Magnetspule 10 als Scheibenspulen ausgebildet mit einer oder mehreren Windungen, die schneckenförmig verlaufen und aus versetzten Kupfer-Litzendrähten hergestellt sind.

Der Fig. 8 ist ferner zu entnehmen, daß die Magnetspulen 9, 10 die Polschuhenden mit einem dazwischenliegenden und umlaufenden Magnetspule/Polschuh-Spalt (a) umfassen. Wie dies insbesondere aus der Fig. 4 ersichtlich ist, die eine Draufsicht auf einen der Polschuhe 7, 8 zeigt, sind die Polschuhe 7, 8 kreisrund ausgebildet. Der Magnetspule/Polschuh-Spalt (a) liegt in einem Größenbereich von 0,07 bis 0,1 mal dem Polschuhdurchmesser (d), wobei die Magnetspule in etwa flächenbündig mit der Polschuhendfläche angeordnet ist und die umlaufende Kante an der Polschuhendfläche abgerundet ist.

Des weiteren wird in Abhängigkeit vom Polschuhdurchmesser (d) auch die Größe des Befeldungsspaltes 12 ausgelegt, um die Streufelder zu reduzieren. So ist in einer bevorzugten Ausführungsform zur Vermeidung von Streufeldern der Polschuhdurchmesser (d) größer als der Befeldungsspalt 12.

Wie dies aus den Fig. 2 und 3 ersichtlich ist, die jeweils eine Seitenansicht bzw. eine Draufsicht auf das Magnetjoch 2 zeigen, ist das Magnetjoch 2 aus quaderförmigen Ferritbausteinen 16 zusammengesetzt, deren Oberflächen von Sinterschichten befreit und jeweils plan-parallel geschliffen sind. Diese quaderförmigen Ferritbausteine 16 sind wiederum, wie dies aus der Fig. 6 ersichtlich ist, aus aneinandergefügten, im Magnetjoch 2 längs der Magnetflußrichtung 17 ausgerichteten Ferritplatten 18 aufgebaut.

Diese Ferritplatten 18 sind quer zur Magnetflußrichtung 17 durch Isolations-/Kühlungs-Spalte 19 voneinander getrennt. In diese Isolations-/Kühlungs-Spalte 19 sind in Seitenbereichen Kunststoff-Separatoren 20 eingefügt, wobei die Ferritplatten 18 über diese Kunststoff-Separatoren 20 zu den quaderförmigen Ferritbausteinen 16 als Jochelemente verklebt sind. Durch die Isolations-/Kühlungs-Spalte 19 kann zur Kühlung des Magnetjochs 2 Kühlluft geleitet werden, wie dies in der Fig. 6 mit dem Pfeil 21 schematisch dargestellt ist.

Den Fig. 4 und 5 kann entnommen werden, daß die run-

den Polschuhe 7, 8 aus in der Draufsicht keilförmigen Ferritbausteinen 22 zusammengesetzt sind, deren Oberflächen ebenfalls von Sinterschichten befreit und planparallel geschliffen sind. Zwischen die keilförmigen Ferritbausteine 22 sind zur Bildung von lediglich schematisch dargestellten Isolations-/Kühlungs-Spalten 23 ebenfalls Separatoren eingelegt, über die benachbarte Ferritbausteine 22 miteinander verklebt sind. Die Separatoren sind in den schematischen Darstellungen der Fig. 4 und 5 nicht dargestellt.

Den Fig. 4 und 5 kann weiter entnommen werden, daß die Polschuhe 7, 8 eine aale, rohrförmige Aussparung 24 aufweisen, durch die Kühlluft in den Magnetfeldapplikator 1 einleitbar ist, wie dies insbesondere auch aus der Fig. 1 ersichtlich ist.

In Fig. 7 ist dargestellt, daß die quaderförmigen Ferritbausteine 16 längs der Magnetflußrichtung 17 nur über einen sehr schmalen Anlagespalt (s_2) aneinanderliegen. Wie dies weiter aus der Fig. 7 ersichtlich ist, sind insbesondere an den Übergangsstellen zwischen dem relativ zum unteren Querjochteil 6 verstellbaren Vertikaljochteilen 3, 4 sowie an den Übergangsstellen zwischen den Querjochteilen 5, 6 und den Polschuhen 7, 8 zur vorteilhaften Steuerung des Magnetflusses Zwangsluftspalte (s_1) vorgesehen. Diese Zwangsluftspalte (s_1) weisen beispielsweise eine Spaltweite von 2 bis 3 mm auf und sind sehr groß im Vergleich zu den Anlagespalten (s_2).

Das Magnetfeld wird durch die Magnetspulen 9, 10 erzeugt, die mit einem Kondensator, der hier nicht dargestellt ist, zu einem Schwingkreis verbunden sind, in dem dann die Energie als Blindleistung mit der Resonanzfrequenz des Kreises pendelt. Die Magnetfeldstärken liegen vorzugsweise im Bereich von 1 bis 20 kA/m, während die Frequenzen im Bereich von vorzugsweise 20 bis 500 kHz liegen. Für eine Thermoseed-Anwendung des Magnetfeldapplikators reichen 1 bis 2 kA/m aus, während für Anwendungen mit magnetischen Flüssigkeiten höhere Feldstärken benötigt werden.

In der Fig. 9 ist schließlich eine alternative Ausführungsform eines Magnetjochs 25 dargestellt, das die Form eines C-Bogens aufweist. Dieser C-Bogen umfaßt ein Vertikaljochteil 26 und ein oberes Querjochteil 27 sowie ein unteres Querjochteil 28. Das Magnetjoch 25 ist bis auf die äußere Form grundsätzlich mit den gleichen Bauteilen aufgebaut wie das Magnetjoch 2, so daß gleiche Teile mit gleichen Bezugssymbolen bezeichnet werden. So sind das Vertikaljochteil 26 das obere Querjochteil 27 und das untere Querjochteil 28 aus quaderförmigen Ferritbausteinen 16 aufgebaut und umfaßt das Magnetjoch 25 Polschuhe 7, 8 mit diesen entsprechend zugeordneten Magnetspulen 9, 10. Ein derartiger C-Bogen hat den Vorteil der guten Zugänglichkeit, jedoch den Nachteil, daß mit ihm größeres Streufeld erzeugt wird.

Patentansprüche

1. Magnetfeldapplikator zur Aufheizung von magnetischen oder magnetisierbaren Substanzen oder Festkörpern in biologischem Gewebe,
mit einem Magnetjoch mit zwei gegenüberliegenden, durch einen Befeldungsspalt beabstandeten Polschuhen am Magnetjoch, und
mit zwei, jeweils einem Polschuh zugeordneten Magnetspulen zur Erzeugung eines Magnetwechselfeldes, **dadurch gekennzeichnet**,
daß das Magnetjoch (2; 25) und die Polschuhe (7, 8) aus zusammenmontierten Ferritbausteinen (16, 22) bestehen, und
daß die Magnetspulen (9, 10) Schreibernspulen mit wenigstens einer schneckenförmig verlaufenden Windung

sind, die jeweils einem Polschuh (7, 8) zugeordnet sind und das jeweilige Polschuhende mit einem dazwischenliegenden umlaufenden Magnetspule/Polschuh-Spalt (a) umfassen.

2. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die Magnetspulen (9, 10) eine oder mehrere Windungen aufweisen, die schneckenförmig verlaufen und die aus verselten Kupfer-Litzendrähten hergestellt sind.
3. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Polschuhe (7, 8) in einer Draufsicht kreisrund ausgebildet sind und mit gegeneinander weisenden, parallel ausgerichteten Polschuhkreisflächen im Abstand des Befeldungsspalts (12) gegenüberliegen, und daß die Magnetspulen (9, 10) entsprechend kreisringförmig ausgebildet sind.
4. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Magnetspule/Polschuh-Spalt (a) in einem Größenbereich von 0,07 bis 0,1 mal dem Polschuhdurchmesser (d) liegt, und daß die Magnetspule (7, 8) etwa flächenbündig bezüglich der Polschuhendfläche angeordnet ist, wobei die umlaufende Kante an der Polschuhendfläche abgerundet ist.
5. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß der Polschuhdurchmesser (d) größer als der Befeldungsspalt (12) ist.
6. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß das Magnetjoch (2; 25) aus quaderförmigen Ferritbausteinen (16) zusammengesetzt ist, deren Flächen gegebenenfalls von Sinterschichten befreit und planparallel geschliffen sind, und daß runde Polschuhe (7, 8) aus entsprechend bearbeiteten, in der Draufsicht keilförmigen Ferritbausteinen (22) zusammengesetzt sind.
7. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, daß quaderförmige Ferritbausteine (16) aus aneinandergereichten, im Magnetjoch (2; 25) längs des Magnetflusses ausgerichteten Ferritplatten (18) bestehen, die quer zum Magnetfluß durch Isolations-/Kühlungs-Spalte (19) voneinander getrennt sind, durch die Kühlluft leitbar ist und die längs des Magnetflusses über einen nur schmalen Anlagespalt (s_2) aneinanderliegen.
8. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß in die Isolations-/Kühlungs-Spalte (19) vorzugsweise in Seitenbereichen Separatoren (20) aus Kunststoff eingefügt sind und die Ferritplatten (18) über die Separatoren (20) zu Ferritbausteinen (16) als Jochelemente verklebt sind.
9. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß zwischen keilförmigen Ferritbausteinen (22) zur Bildung von Isolations-/Kühlungs-Spalten (23) Separatoren eingelegt sind, über die benachbarte Ferritbausteine (22) gegebenenfalls miteinander zu einem Polschuh verklebt sind, und daß eine axiale, rohrförmige Aussparung (24) zur Bildung jeweils eines rohrförmigen Polschuhs (7, 8) vorgesehen ist und durch die Aussparung (24) Kühlluft einleitbar ist.
10. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß das Magnetjoch (2; 25) aus wenigstens einem Vertikaljochteil (3, 4; 26) und zwei daran angeschlossenen

Querjochteilen (5, 6; 27, 28) besteht, und daß an den Querjochteilen (5, 6; 27, 28) die gegeneinandergerichteten Polschuhe (7, 8) angeschlossen sind, wobei

wenigstens ein Querjochteil (6) relativ gegenüber dem anderen Querjochteil (5) zur Veränderung der Befeldungsspaltweite verstellbar ist.

11. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, daß an toleranzbhfafeten Übergangsstellen zwischen Magnetjochbausteinen, insbesondere an Übergangsstellen zwischen relativ zueinander verstellbaren Querjochteilen (6) und Vertikaljochteilen (3, 4) und/oder an Übergangsstellen zwischen Querjochteilen (5, 6) und den Polschuhen (7, 8) zur Steuerung des Magnetflusses Zwangsluftspalte (s₁) vorzugsweise mit einer Spaltweite von 2 bis 3 mm vorgesehen sind, wobei die Spaltweiten dieser Zwangsluftspalten (s₁) sehr groß im Vergleich zu den Anlagespalten (s₂) insbesondere im Querjochverstellbereich sind.

12. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Magnetjoch (25) als C-Bogen ausgeführt ist, bei dem der Bereich der C-Öffnung den durch die Polschuhe gebildeten Befeldungsspalt darstellt.

13. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß das Magnetjoch (2) in einer M-Form als Drei-Schenkel-Anordnung ausgebildet ist, mit zwei beabstandeten, parallelen Vertikaljochteilen (3, 4) gleicher Geometrie und mit zwei dazwischen angeschlossenen Querjochteilen (5, 6) mit jeweils in deren Mitte angeordneten und aufeinander zugerichteten Polschuhen (7, 8), wovon wenigstens ein Querjochteil (6) mit angeschlossenem Polschuh (8) und zugeordneter Magnetspule (10) als Baueinheit relativ zum anderen Querjochteil (5) zur Einstellung der Befeldungsspaltweite verstellbar ist.

14. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, daß eine Baueinheit aus einem unteren Querjochteil (6) und dem zugeordneten Polschuh (8) mit Magnetspule (10) ortsfest angebracht ist, und daß demgegenüber ein Portal aus den beiden Vertikaljochteilen (3, 4) und aus dem oberen Querjochteil (5) und dem zugeordneten Polschuh (7) mit Magnetspule (9) mittels einer Vertikalverstelleinrichtung (11) zur Einstellung der Befeldungsspaltweite verstellbar ist.

15. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 14, dadurch gekennzeichnet, daß die Vertikalverstelleinrichtung aus wenigstens einem motorisch steuerbaren, von unten her an den Vertikaljochteilen (3, 4) angreifenden Linearantrieb, insbesondere aus einem selbsthemmenden Spindelantrieb (11) besteht.

16. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß das Magnetjoch (2; 25) in einer Tragkonstruktion gehalten ist, in der zudem Kühlluft zuführbar und leitbar ist.

17. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß der Befeldungsspalt (12) jeweils seitlich zu den Vertikaljochteilen (3, 4; 26) hin durch Feldbegrenzungsspulen und/oder durch einen Einschubraum umgrenzte, gegebenenfalls gegeneinander vertikal verstellbare Schottwände (14, 15) begrenzt ist.

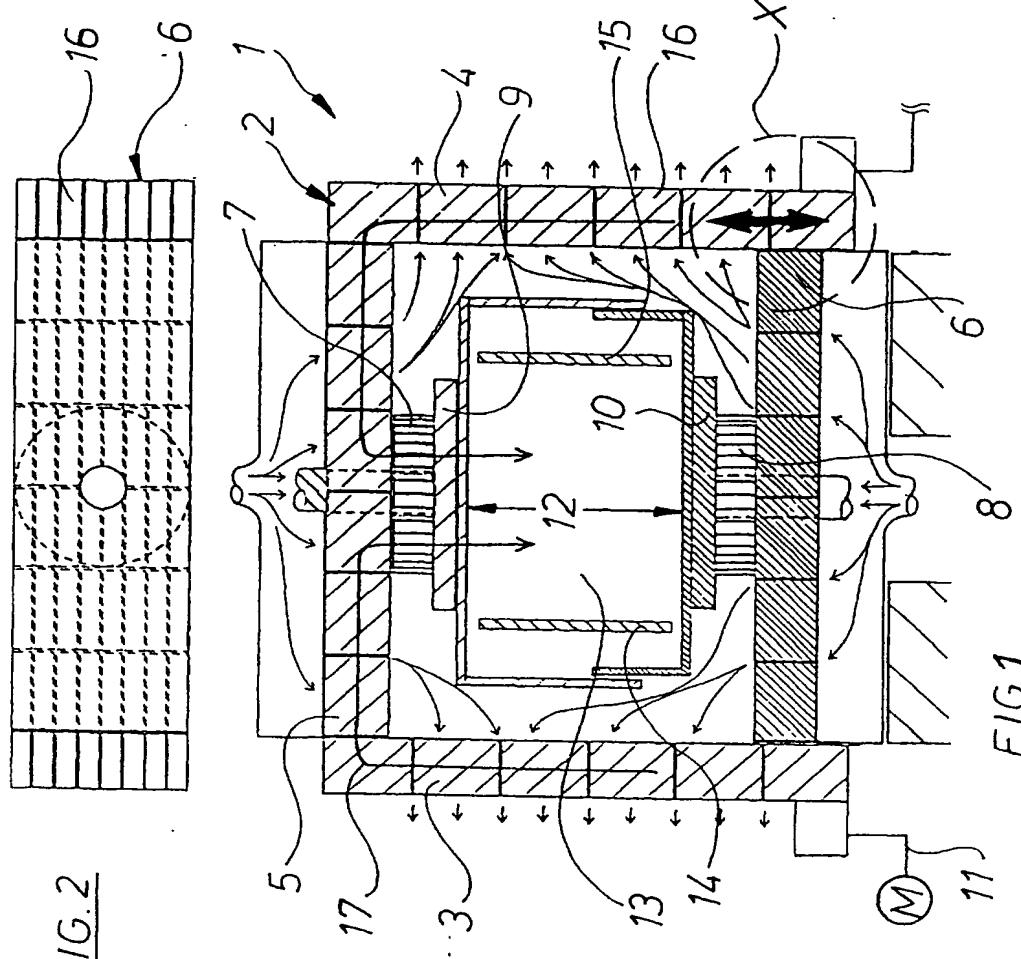
18. Magnetfeldapplikator nach einem der Ansprüche 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß das zu befeldende biologische Gewebe ein Tumorbereich eines Patienten ist, in das eine magnetische Flüssigkeit mit vorzugs-

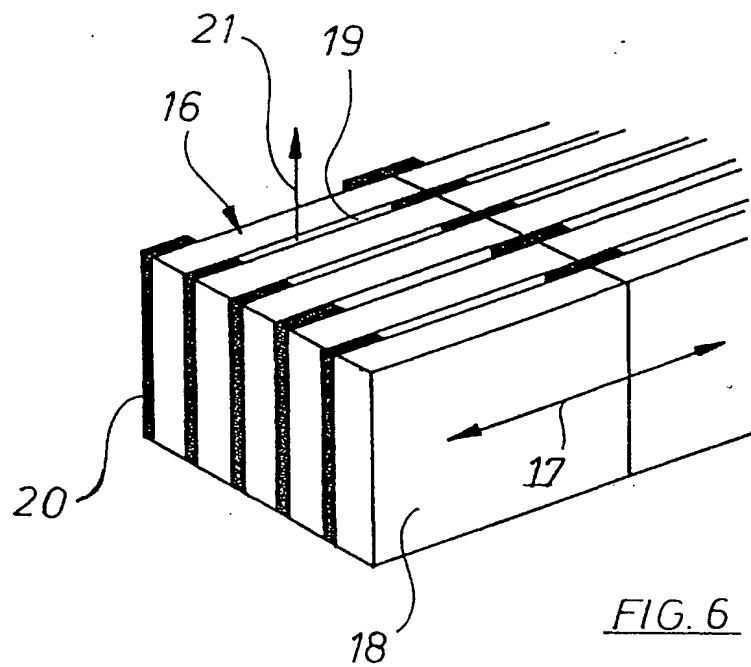
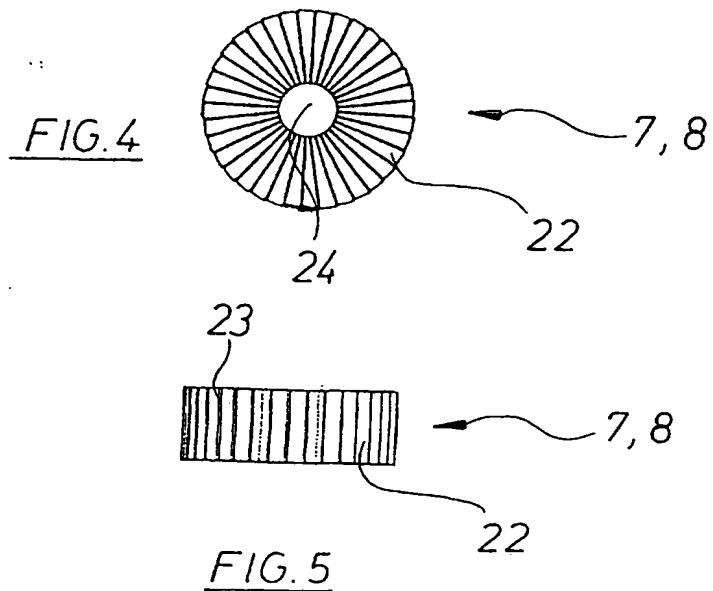
weise magnetischen und/oder magnetisierbaren Nanoteilchen einbringbar ist, wobei der Tumorbereich auf Temperaturwerte vorzugsweise über ca. 41°C lokal erhitzbar ist.

19. Magnetfeldapplikator nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß Magnetwechselfelder mit Magnetfeldstärken von vorzugsweise 10 bis 15 kA/m und Frequenzen von vorzugsweise 50 bis 100 kHz verwendet werden.

Hierzu 4 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -

FIG. 2



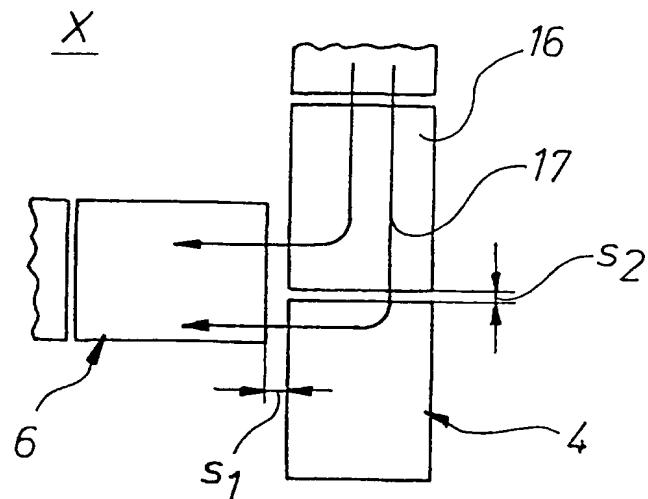


FIG. 7

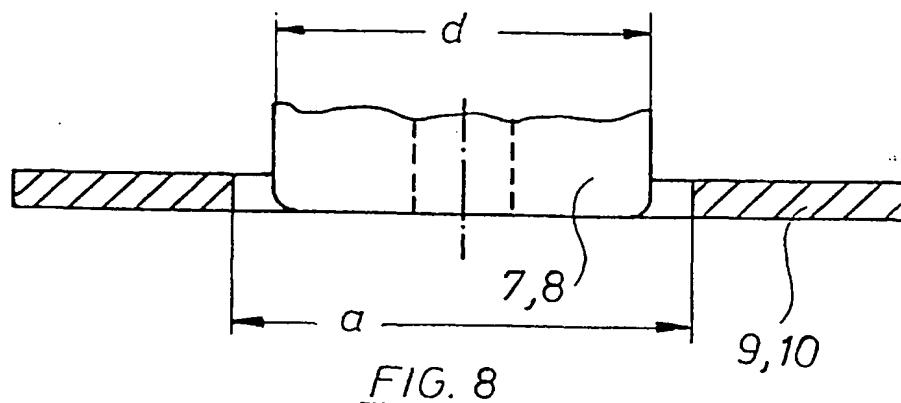


FIG. 8

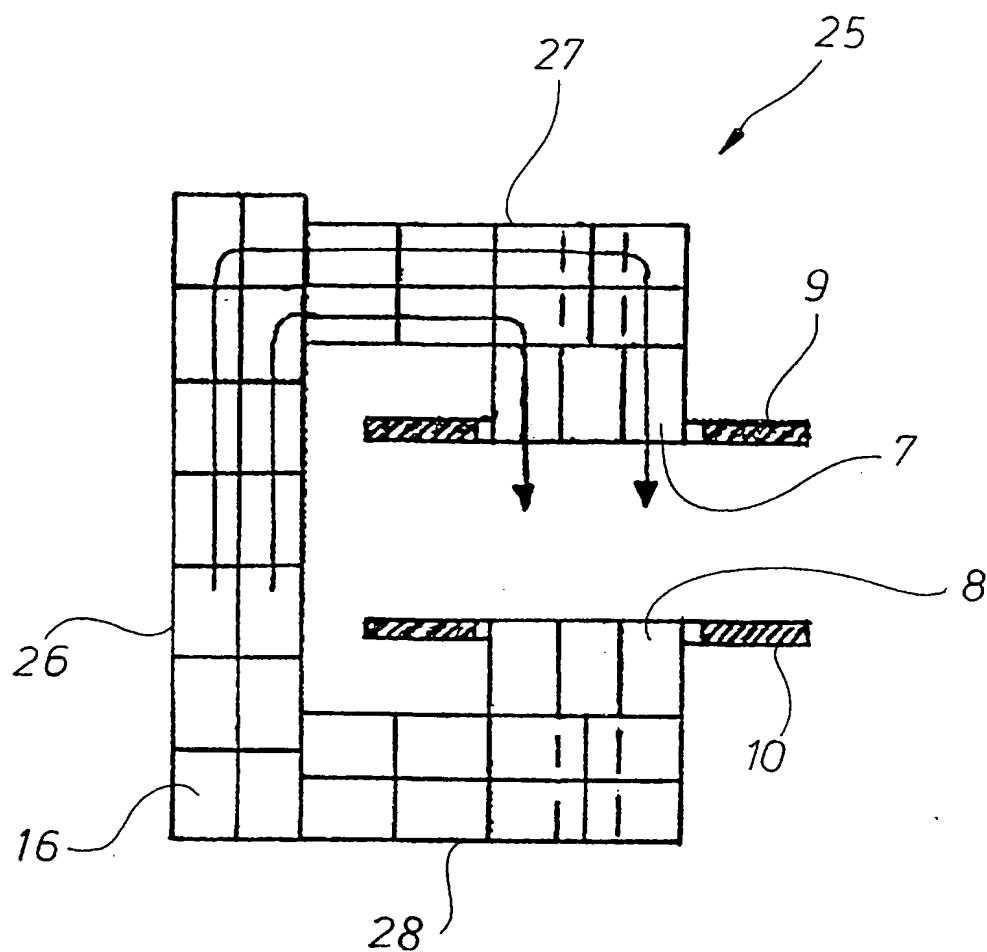


FIG. 9